

УДК: 616.718.4-002.27-001.5-089.84

Шидловський<sup>1</sup> М.С., к.т.н, доц.; Лазарев<sup>2</sup> І.А., к.м.н.; Мусієнко<sup>1</sup> О.С.

1 - КПІ ім. Ігоря Сікорського, м. Київ, Україна; 2 - ДУ "Інститут травматології та ортопедії НАМН України"

## ДОСЛІДЖЕННЯ МІЦНОСТІ ФІКСАЦІЇ ПОШКОДЖЕНЬ СТЕГНОВОЇ КІСТКИ НА СИНТЕТИЧНИХ МОДЕЛЯХ

Shydlovskyj<sup>1</sup> M., Lazarev<sup>2</sup> A., Musiienko<sup>1</sup> O.1 - Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute, Kyiv, Ukraine ([mmi@kpi.ua](mailto:mmi@kpi.ua));

2 - SI "Institute of Orthopedics and Traumatology of NAMS", Kyiv, Ukraine

### RESEARCH OF STRENGTH OF FEMORAL BONE DAMAGES FIXATION ON SYNTHETIC MODELS

У статті розглядаються різні типи фіксації переломів проксимального відділу стегнової кістки при фіброзній дисплазії в умовах остеосинтезу. Фіброзна дисплазія – вроджене неспадкове захворювання скелету, яке призводить до формування кістоподібних утворень, заповнених патологічною фіброзно – кістковою тканиною та має тенденцію повільного прогресування. Хірургічний метод лікування із застосуванням різних типів металофіксаторів з метою армування ураженої диспластичним процесом стегнової кістки, залишається загально визнаним та широко використовується ортопедами.

**Ключові слова:** фіброзна дисплазія; остеосинтез; біомеханічні характеристики; стегнова кістка; кортикальної та спонгіозна кісткова тканини

#### Вступ.

При лікуванні уражень кісток, включаючи пухлиноподібні захворювання (фіброзна дисплазія), широко застосовується системи металоостеосинтезу у вигляді накісткових фіксаторів [1-3]. Більшість фахівців використовують їх емпірично, спираючись лише на клінічні спостереження, без достатнього експериментального випробування, що може привести до деформування або руйнування металокопункцій. Це дає основу до проведення експериментального біомеханічного дослідження з метою визначення функціональної надійності фіксаторів проксимального відділу стегнової кістки у хворих з фіброзною дисплазією.

#### Мета дослідження.

Поставлена задача визначення характеристик міцності та жорсткості системи «стегнова кістка – фіксатор» в умовах наявного порожнистого дефекту проксимального відділу стегнової кістки при остеосинтезі різними типами фіксаторів. Дослідження дозволять обгрунтовано підходити до вибору методики металоостеосинтезу, знизжати відсоток ускладнень та відновляти втрачені функції стегнової кістки в оптимальні терміни.

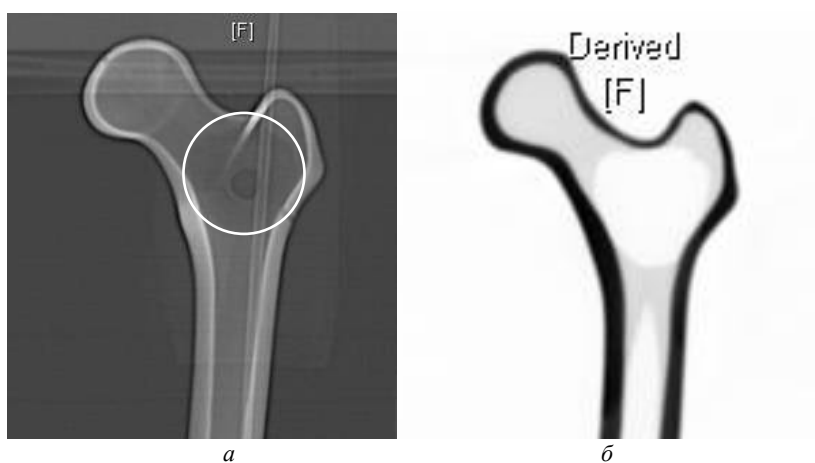


Рис. 1. Зовнішній вигляд синтетичної моделі стегнової кістки: а – вид спереду; б – вид ззаду; в - антропометричні параметри

**Об'єкти дослідження.**

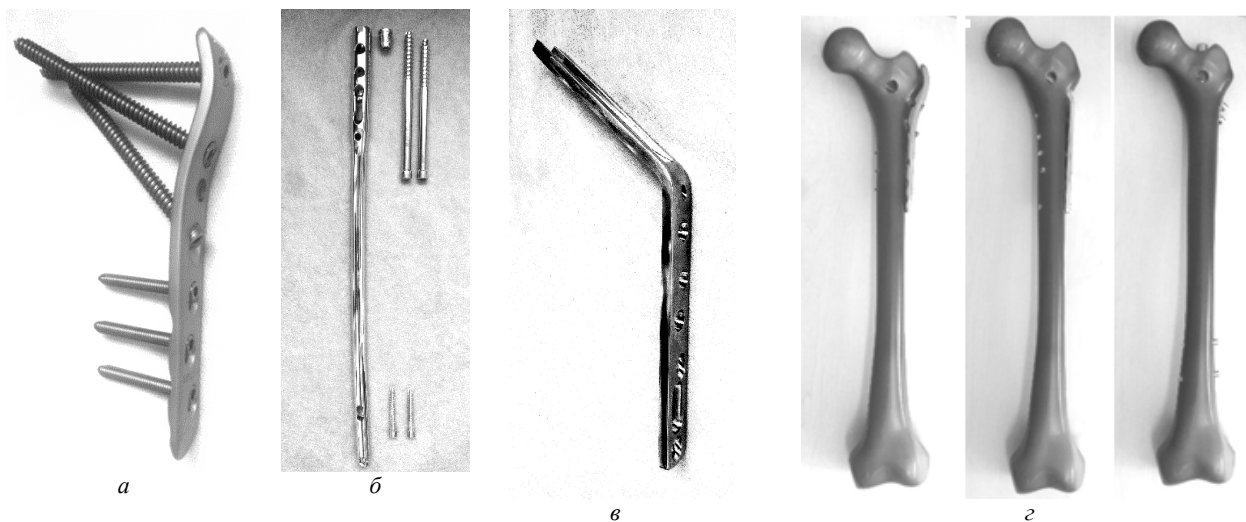
Для проведення біомеханічного дослідження взята синтетична модель стегнової кістки (рис. 1а, б) фірми *SAWBONES, Femur Fourth Generation Composite Bone* (Sawbones, Pacific Research Laboratories, Inc., Vashon, Вашингтон, США) яка складається з полімерних композитних матеріалів, фізичні властивості якої максимально наближені до фізичних властивостей кортикальної та спонгіозної тканини кістки людини та призначена для біомеханічних досліджень в медицині [4]. Вибір синтетичних моделей стегнової кістки обумовлений необхідністю проведення біомеханічних тестування без впливу індивідуальних особливостей матеріалу трупних кісток на результати показників міцності та жорсткості. Для дослідження взяті три стандартні моделі лівої стегнової кістки з заданими антропометричними параметрами (рис. 1 в).

Для моделювання патологічного осередку фіброзної дисплазії в проксимальному відділі моделі стегнової кістки проведено формування порожнини об'ємом  $27,0 \pm 0,2 \text{ см}^3$ , який топографічно займає міжвертлюгову, підвертлюгову ділянку та базальну частину шийки. Свердлами, бурами та ложкою Фолькмана під контролем електронно-оптичного перетворювача сформовано порожнину на всю товщину кістки до кортикального шару (зі збереженням останнього) в межах визначеної окружності. За допомогою рентгенівського апарата та рентгенівського мультиспіралного комп'ютерного томографа, візуалізований порожнистий дефект, який має однакову форми, об'єм та локалізацію на всіх трьох моделях (рис. 2 а, б).



**Рис. 2. Рентгенографічне (а) та КТ зображення (б) в передньо – задній проекції моделі стегнової кістки з порожнистим дефектом**

На біомеханічні моделі стегнової кістки з сформованим порожнистим дефектом накладені металеві фіксатори: пластина для проксимального відділу стегна - **LCP**; стегновий блокуючий стрижень – **FIN**; кутова пластина для проксимального відділу стегна – **ABP** (рис.3), технічні характеристики яких представлені в таблиці 1.



**Рис. 3. Зовнішній вигляд фіксаторів пластини LCP (а), стегновий блокуючий стрижень FIN (б), пластини ABP (в) та зовнішній вигляд моделей стегнової кістки з фіксаторами (г)**

Технічні характеристики фіксуючих елементів

Характеристики	Назва фіксатора		
	LCP (locking compression plate)	FIN (femoral interlocking nail)	ABP (angled blade plate)
Тип фіксатора	Пластина для проксимального відділу стегнової кістки	Стегновий блокувальний стрижень	Кутова пластина для проксимального відділу стегна
Матеріал	титан	сталь	сталь
Кількість отворів та геометричні характеристики фіксатора	7 L = 150 мм	4 L = 300 мм Ø = 10 мм	6 кут 130° L = 110 мм
Кількість та розміри фіксуючих елементів на рівні шийки стегнової кістки	3 Ø 7,3 мм; L = 70, 75 та 80 мм; канюльовані, блокувальні	2 Ø 6.5 мм; L = 80, 100 мм, реконструктивні, канюльовані	1 лезо L = 80 мм
Кількість та розміри фіксуючих елементів на рівні метафізу та діафізу стегнової кістки	3 Ø 5 мм; L = 36, 38 та 40 мм; блокувальні	2 Ø 4,5 мм; L = 35 мм	5 Ø 5 мм; L = 36, 38 та 40 мм

Контроль розташування фіксуючих елементів у моделях стегнової кістки здійснено за допомогою рентгенограм в передньо – задній та боковій проекції (рис. 4)

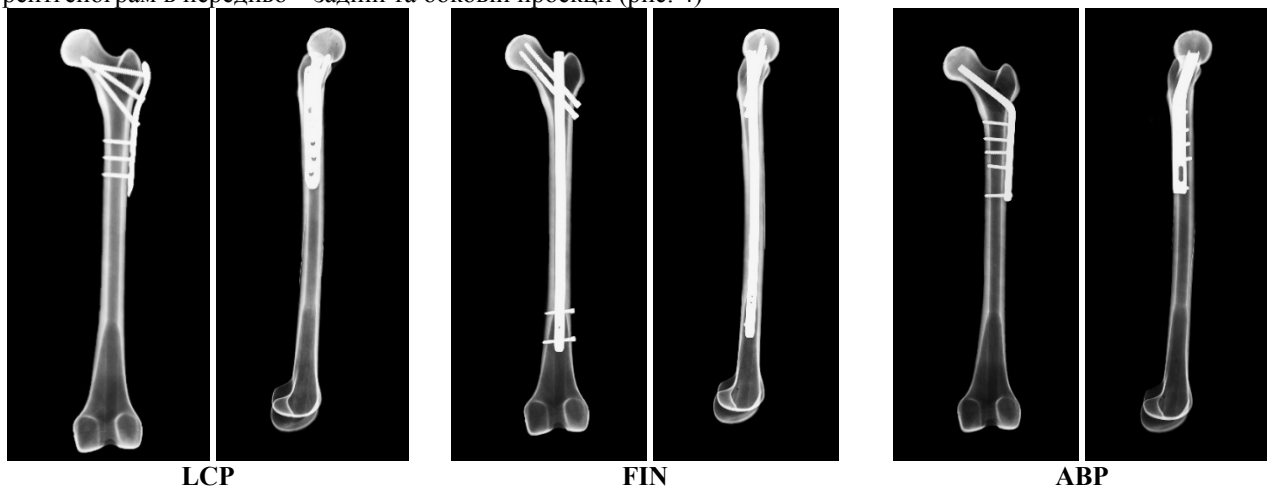


Рис. 4. Рентгенограми стегнової кістки з різними типами фіксаторів в передньо–задній та боковій проекції

Експериментальні дослідження характеристик міцності та жорсткості препаратів проведено в НТУ «Київський політехнічний інститут» (кафедра Динаміки і міцності машин та опору матеріалів) за методикою лабораторії біомеханічних систем та композиційних матеріалів [5, 6].

#### Метод досліджень.

Випробування на стиск проведено при короткочасної (протягом 1 - 2 хвилин) дії навантаження. Визначено максимальні навантаження та деформації в момент руйнування зразків із записом результатів випробувань в координатах «навантаження – абсолютна деформація кістки». Для цього використана універсальна випробувальна машина системи TIRA-test додатковими пристроями (рухома платформа та вузли передачі зусиль). Технічні характеристики випробувальної машини, що призначена для визначення механічних властивостей пластмас та композиційних матеріалів, представлені у таблиці 2.

Пристрій для вимірювання деформацій  $\Delta$ , закріплений на електродвигуні, за рахунок якого здійснюється навантаження, та фіксує переміщення рухомої траверси разом з рухомим затискувачем. Данні про силу  $P$  та деформацію  $\Delta$  оброблюються мікропроцесором та відображаються на індикаторах. Після завершення випробування діаграми деформування виводили на папір у вигляді протоколу випробувань за допомогою пристрою для друкування.

Для проведення випробувань три зразки біомеханічних моделей стегнової кістки із сформованим порожнистим дефектом та різними типами фіксаторів розміщували у випробувальній машині із забезпеченням

співвідношенні прикладення навантаження (рис. 5а) та фіксували за дистальний епіфіз кістки у нижньому затискувачі на рухомій траверсі (рис. 5б). Вимірювання сили  $P$  здійснював динамометр, на який через жорсткий стрижень передавалося навантаження кістки.

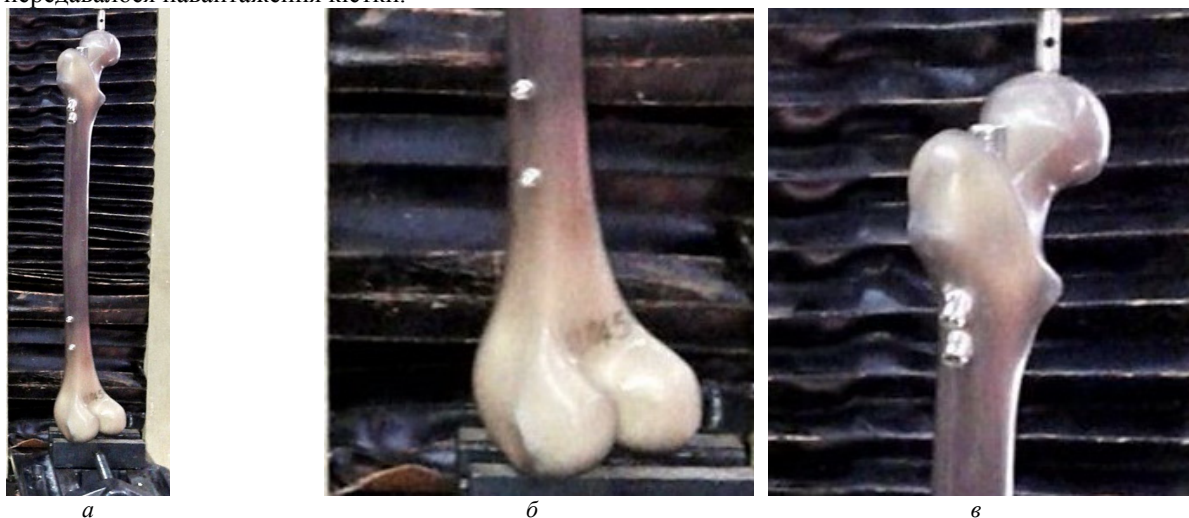


Рис. 5. Стегнова кістка при випробуваннях на стиск (а), закріплення дистального епіфізу (б), навантаження головки кульшового суглобу (в)



Рис. 6. Загальний вигляд моделей стегнової кістки з різними типами фіксаторів після випробувань на міцність

Перед початком навантаження в мікропроцесор випробувальної машини введено робочі характеристики (режим навантаження, довжина зразка та інші характеристики). Швидкість деформування зразків під час випробувань складала 2,5 мм/хв. Випробування завершували у момент руйнування зразка (рис. 7) з реєстрацією максимальної сили ( $P_{MAX}$ ) та деформації ( $\Delta_{MAX}$ ).

#### Обговорення результатів.

Отримані діаграми деформування моделей стегнової кістки з різними типами фіксаторів наведено на рис. 7, а в таблиці 2 розміщені значення зусиль  $P_{MAX}$  та деформацій зразків  $\Delta_{MAX}$  в момент руйнування.

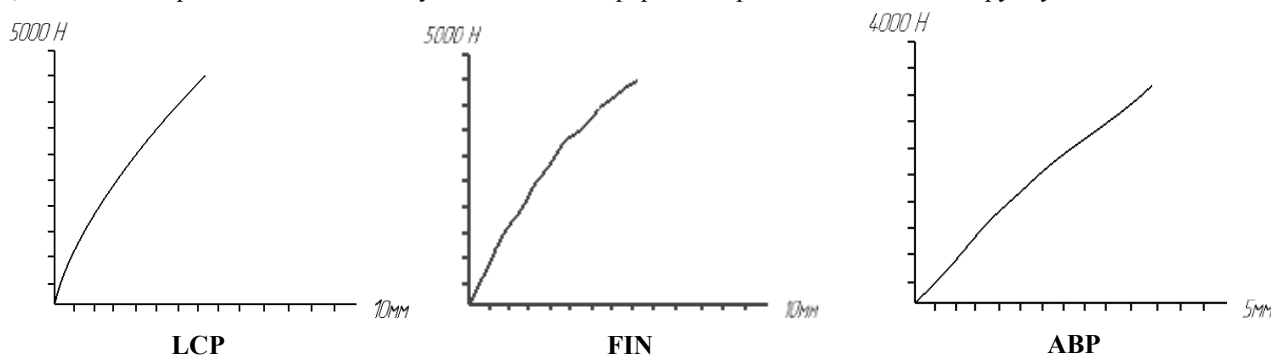


Рис. 7. Діаграми деформування зразків стегнової кістки з різними типами фіксаторів

Таблиця 2

Максимальні навантаження  $P_{MAX}$  та деформації  $\Delta_{MAX}$  при руйнування моделей стегнових кісток с різними типами фіксаторів

Тип фіксатора та № зразка	$P_{MAX}$ , Н	$\Delta_{MAX}$ , мм	$\Delta^*_{MAX}$ , мм
LCP (11750)	4590	5.91	3,02
FIN (11745)	4420	6.12	3,06
ABP (11743)	3200	4.11	3.35

*Примітка:*  $\Delta_{MAX}$  - загальна деформація системи «кістка - фіксатор - навантажувальний пристрій»;  $\Delta^*_{MAX}$  - деформація препарату з виключенням деформацій випробувальної машини.

Згідно отриманих даних (таблиця 2), найбільше навантаження  $P_{MAX}$ , що призвело до руйнування зразка, отримано на моделі стегнової кістки з фіксатором LCP, що вказує на підвищену надійність та стабільність цього типу фіксації. Максимальна деформація даного зразка мала найнижче значення та становили близько 3 мм. Лінія зламу моделі була в поперечному напрямку та проходила через дистальний блокувальний гвинт пластини (рис. 6 зліва).

Руйнування моделі стегнової кістки з фіксатором FIN виникали при меншій силі навантаженні з практично збереженим показником  $\Delta^*_{MAX}$ . Високі  $P_{MAX}$  та  $\Delta^*_{MAX}$ , свідчить про збереження умов фізіологічного навантаження кістки при остеосинтезі фіксатором даного типу, що є вкрай важливим для нормального функціонування кістки. Лінія зламу моделі проходила в косо – вертикальному напрямку через медіальну частину великого вертлюга з переходом на базальну частину шийки. (рис. 6 у центрі).

Найменше навантаження при руйнуванні та найбільша податливість спостерігаються у моделі стегнової кістки з фіксатором ABP, що вказує на менш стабільну фіксацію. Лінія зламу моделі була в поперечному напрямку з місця введення леза фіксатора та проходила через міжвертлюгову ділянку. (рис. 6 справа).

Для оцінки функціональної надійності системи «стегнова кістка з пошкодженням - засіб фіксації» за діаграмами деформування (рис. 7) розраховано показники жорсткості зазначених систем.

Було визначено приведені (питомі) деформації об'єктів при стискуванні як відношення абсолютної деформації системи до діючого навантаження:  $\delta_C = \Delta_C / P$ , де  $\Delta_C$  - поздовжня деформація стегнової кістки з фіксатором; P - прикладене навантаження.

Величину  $\Delta_C$  розраховували як різницю між загальною деформацією системи «кістка - фіксатор - випробувальна машина» та деформацією випробувальної машини. Останню деформацію визначали при додаткових випробуваннях з використанням сталевого стержня з поздовжньою жорсткістю, що набагато перевищувала жорсткість кістки.

Жорсткість системи «кістка - фіксатор» розраховували як величину, обернену питомій деформації  $C = (\delta_C)^{-1}$ .

Відмітимо, що величини навантажень та деформацій P брали з діаграм деформування в границях лінійної ділянки (1000 ... 1200 Н) тобто в діапазоні реальних навантажень, що виникають при ходьбі. Результати випробувань та розрахунків наведено в табл. 3.

Таблиця 3

## Питомі деформації та жорсткості моделей стегнових кісток с різними типами фіксаторів

Тип фіксатора та № зразка	Питомі деформації $\cdot 10^4$ , мм/Н		Жорсткість C, Н/мм
	$\delta$	$\delta_C$	
LCP (11750)	8.60	6.22	1608
FIN (11745)	8.40	6.02	1661
ABP (11743)	11.50	9.12	1096

*Примітка:*  $\delta$  - загальна питома деформація системи «кістка - фіксатор - навантажувальний пристрій»;  $\delta_C$  - деформація препарату з виключенням деформацій випробувальної машини.

Дані табл. 3 свідчать про те, що конструкції фіксаторів **LCP** та **FIN** мають жорсткість в 1.46 ...1.52 рази більше, ніж фіксатор **ABP**. Як показали випробування багатьох засобів фіксації переломів кісток [5, 6 та ін.], системи з підвищеною жорсткістю краще опираються як одноразовим, так і багаторазовим циклічним навантаженням. В таких системах спостерігається менші рівні залишкових деформацій, що знижує ефекти «розхитування» фіксатора при дії фізіологічних навантажень (ходьба, фізичні вправи) та запобігає подальшому травмуванню області порожнистого дефекту проксимального відділу стегнової кістки.

#### **Висновки**

Випробування систем «кістка – фіксатор» в умовах наявного порожнистого дефекту проксимального відділу стегнової кістки довели перевагу фіксаторів типу LCP та FIN порівняно з ABP - фіксатором:

- фіксатори LCP та FIN при стиску утримують навантаження на 38 - 42% більші, ніж фіксатори ABP;
- фіксатори LCP та FIN мають жорсткість на 46 - 52% більше порівняно з ABP - фіксатором, що знижує вірогідність виникнення додаткових деформацій у місті ураження та запобігає додатковому травмуванню при фізіологічних навантаженнях стегнових кісток.

***Аннотація.** В статье рассматриваются различные типы фиксации переломов проксимального отдела бедренной кости при фиброзной дисплазии в условиях остеосинтеза. Фиброзная дисплазия - врожденное ненаследственных заболевания скелета, которое приводит к формированию кистоподобных образований, заполненных патологической фиброзно - костной тканью и имеет тенденцию медленного прогрессирования. Хирургический метод лечения с применением различных типов металлофиксаторов для армирования пораженной диспластическим процессом бедренной кости, остается общепризнанным и широко используется ортопедами*

***Ключевые слова:** фиброзная дисплазия; остеосинтез; биомеханические характеристики; бедренная кость; кортикальной и спонгиозная костная ткани.*

***Abstract. Purpose.** The study is to determine the characteristics of strength and rigidity of the system "femur - the catch" in a disposable hollow defect of the proximal femur osteosynthesis with different types of clamps.*

***Design/methodology/approach.** For the biomechanical studies synthetic the model of the femur consisted of polymer composite materials with physical properties that are close to the physical properties of cortical and spongy bone tissue and intended for human biomechanical studies in medicine was taken. For testing three samples biomechanical model of femoral defect formed hollow and various types of clamps (LSP, FIN, ABP) were placed in a test machine with ensuring alignment and application of load recorded by the distal epiphysis bones in the lower terminals on the moving traverse. Measurement of P was carried out with the dynamometer, the load on the bone was passed through the rigid core.*

***Findings.** Testing samples for the short-term compression load to detect the ultimate tensile strength and strain identified: scrapping all samples occurred at indicators load significantly exceeded the forces acting on the bone under physiological stress, indicating the effectiveness of these methods of osteosynthesis.*

***Originality/value.** Our results are clinically important and can improve treatment.*

***Keywords:** fibrous dysplasia, osteosynthesis; biomechanical characteristics; femur; cortical and spongy bone tissue*

#### **References**

1. Zubairov, T.F. (2008), "Hirurgicheskoe lechenie poliossal'nyh form fibroznoj displazii dlennyh trubchatyh kostej nizhnih konechnostej u detej", *Travmatologija i ortopedija Rossii*, Vol. 2, no.48, pp. 25-31.
2. Snetkov, A.I. (1988), "Operativnoe lechenie poliossal'noj formy fibroznoj osteodisplazii u detej i podrostkov", *Vestnik hirurgii im. I.I. Grekova*. No. 6. pp. 85-89.
3. Stephenson, R.B., London, M.D., Hankin, F.M. and Kaufer H. (1987), Fibrous dysplasia. An analysis of options for treatment. *J. Bone Joint Surg. Am*, No. 69, pp. 400-409.
4. Zdero, R., Bougherara, H., Dubov, A., Shah, S., Zalzal, P., Mahfud A. and Schemitsch E.H. (2010), "The effect of cortex thickness on intact femur biomechanics: a comparison of finite element analysis with synthetic femurs", *Proc. Inst. Mech. Eng.* Vol. 224, pp. 831-840.
5. Shidlovskij, N.S. (2010) O metodah issledovanija sistem osteosinteza konechnostej cheloveka. *Journal of Mechanical Engineering the National Technical University of Ukraine "Kyiv Polytechnic Institute"*, no. 58, 195-203.
6. Shidlovskij, N.S. (2011) "Metody issledovanija deformacionnoj nadezhnosti sistem osteosinteza konechnostej cheloveka", *Biomedichna inzhenerija*, Vol. 1, pp. 24-31.

Подана до редакції 09.11.2016